

LIGHT MEASURING APPARATUS

Publication number: JP10260131 (A)

Publication date: 1998-09-29

Inventor(s): BARASHIGAMANI DEBARAJI; USA CHIKASHI; KOBAYASHI MASAKI; TAKEDA MOTOHIRO; INABA FUMIO

Applicant(s): SEITAI HIKARIJOHO KENKYUSHO KK

Classification:

- **international:** *G01N21/17; A61B10/00; G01N21/27; G01N21/17; A61B10/00; G01N21/25; (IPC1-7): G01N21/17; A61B10/00; G01N21/27*

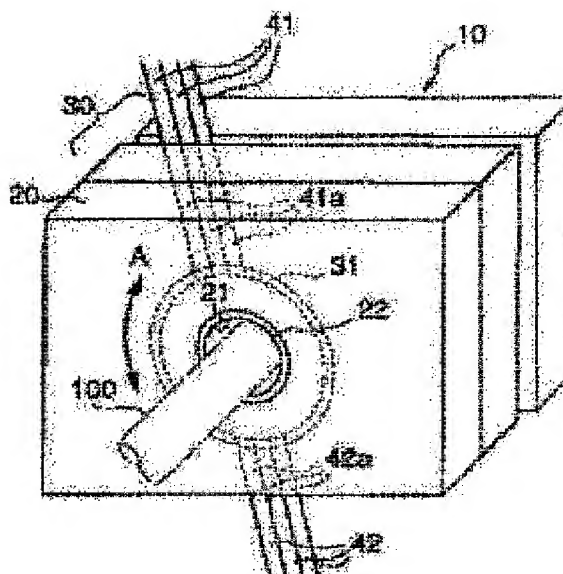
- European:

Application number: JP19970066581 19970319

Priority number(s): JP19970066581 19970319

Abstract of JP 10260131 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To obtain a light measuring apparatus in which the light of a living body, as an object to be measured, e.g. a finger, can be measured by a method wherein measuring light is shone on the tip side from a part, to be pressed, of the object to be measured and the CT image at the inside of the object to be measured is found on the basis of a signal obtained while the light is turned by a rotation mechanism. **SOLUTION:** When, e.g. a human-body finger 100 is used as an object to be measured, a fixed part at a measuring head 10 presses the finger 100, inserted into an opening 21, by using a pressure member 22.; In a measuring part 30 which is situated on the tip side of the inserted finger at tip parts 41a of a plurality of polarization- preserving optical fibers 41 which are extended from a front-stage-side optical system are arranged, and measuring light is shone at tip sides from the pressed part of the finger 100 from the tip parts 41a. In addition, in positions faced with the tip parts 41a, tip parts 42a of optical fibers 42 are arranged, and the measuring light which is transmitted through the finger 100 is incident on the tip parts 42a so as to be guided to a rear-stage-side optical system. At this time, the tip parts 41a, 42a are turned freely to directions A, they are fixed by a ring-shaped rotation part 31, and they are turned and measured by the rotation part 31. On the basis of signals during this time, data for CT image formation is acquired.



AX5166PC

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-260131

(43) 公開日 平成10年(1998) 9月29日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 1 N 21/17

G 0 1 N 21/17

A

A 6 1 B 10/00

A 6 1 B 10/00

E

G 0 1 N 21/27

G 0 1 N 21/27

H

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-66581

(22) 出願日 平成9年(1997) 3月19日

特許法第30条第1項適用申請有り 1996年12月9日 発行の「Applied Physics Letters vol. 69, No. 24」に発表

(71) 出願人 393012286

株式会社生体光情報研究所
山形県山形市松栄2丁目2番1号

(72) 発明者 バラシガマニ・デバラジ

山形県山形市松栄2丁目2番1号 株式会社
生体光情報研究所内

(72) 発明者 宇佐 史

山形県山形市松栄2丁目2番1号 株式会社
生体光情報研究所内

(72) 発明者 小林 正樹

山形県山形市松栄2丁目2番1号 株式会社
生体光情報研究所内

(74) 代理人 弁理士 山田 正紀 (外1名)

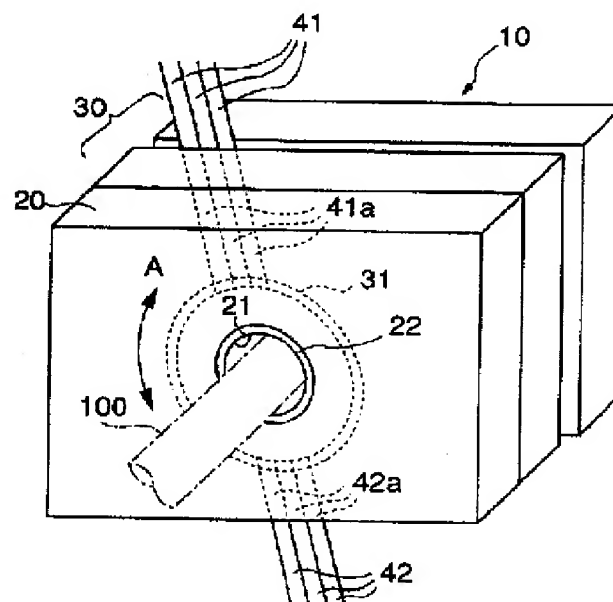
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光計測装置

(57) 【要約】

【課題】 in vivo系の、特に人体の指100などの内部を光で探索するのに適した光計測装置を提供する。

【解決手段】 例えば指を圧迫する圧迫体を備え、その圧迫体により圧迫された部分よりも先端側の部分に測定光を照射して光計測を行なう。



(2)

特開平10-260131

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 柱状の被測定体が挿入される開口部を有し、該開口部に挿入された被測定体を圧迫する圧迫体と、

光源から出射された光を測定光と参照光とに二分し、該測定光と該参照光の周波数が互いに異なる周波数となるように該測定光と該参照光とのうち少なくとも一方の光の周波数を遷移させ、該測定光を、前記被測定体の、前記圧迫体により圧迫された部分よりも先端側の部分に照射し、前記参照光と、該被測定体を透過した測定光とを重畳させ、重畳された光を受光することにより測定光と参照光との干渉に起因する信号を得る光ヘテロダイン検出器と、

前記光ヘテロダイン検出器により得られた信号に基づいて、前記被測定体内部の情報を求める演算部とを備えたことを特徴とする光計測装置。

【請求項2】 前記圧迫体により圧迫された被測定体、もしくは該被測定体に照射する測定光を、相対的に回転させる回転機構を備え、前記演算部が前記回転機構により回転される間に得られた信号に基づいて、前記被測定体内部のCT画像を求めるものであることを特徴とする請求項1記載の光計測装置。

【請求項3】 前記圧迫体による、前記被測定体を圧迫する圧力を検出する圧力センサを備えたことを特徴とする請求項1記載の光計測装置。

【請求項4】 前記圧迫体により圧迫された前記被測定体の温度を検出する温度センサを備えたことを特徴とする請求項1記載の光計測装置。

【請求項5】 前記光ヘテロダイン検出器が、514.5nm以上かつ1.319 μ m以下の波長の光を用いて前記信号を得る検出器であることを特徴とする請求項1記載の光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、柱状の被測定体、特に人体の指や腕等の内部を光で探索するのに適した光計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、人体内部の状態をあらわす画像を得る手法として、X線撮影装置や超音波診断装置が使用されている。ところが、X線撮影装置は人体にX線を照射するため被曝の問題があり、超音波診断装置は体内を超音波で探索するため、長波長の超音波では分解能が悪く短波長の超音波では減衰がはげしく、分解能の良好な画像を得にくいという問題がある。

【0003】 このような背景下において、近年、光による生体計測が盛んに研究されている。これは、いわゆる光ヘテロダイン法を用い、高散乱体である生体内を透過してきた光の中から直進透過光や近軸前方散乱光のみを

抽出することにより、生体内部を探索しようというものである。光ヘテロダイン法は、生体内を直進した光は偏波面が保存され、大きく散乱すると偏波面が乱れるという性質を利用し、光源から出射した光を測定光と参照光とに二分し、例えば参照光の周波数を遷移させ、測定光を生体に照射し、参照光と生体を透過した測定光とを干渉させそれら参照光と測定光との周波数差に対応した周波数のビート信号を得る手法である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 上記の光ヘテロダイン法により、生体から抽出した、あるいは生体から切り出した試料については、その内部の様子を知ること的成功しつつある。ところが、例えば人間の指等、生きたままの生体(in vivo系)について光ヘテロダイン法により光計測を行なおうとすると、光ヘテロダイン法は、上述したように測定光と参照光との周波数差に応じた周波数を持つビート信号を抽出することにより測定光と参照光との周波数差が予め定めた一定の周波数差を保っている必要があるのに対し、血液やその他の体液によるドブラ効果により測定光が周波数遷移を受けてしまい、正しい光計測を行なうことができないという問題がある。

【0005】 本発明は、上記事情に鑑み、in vivo系の、例えば人間の指等の光計測を行なうことのできる光計測装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成する本発明の光計測装置は、柱状の被測定体が挿入される開口部を有し、該開口部に挿入された被測定体を圧迫する圧迫体と、光源から出射された光を測定光と参照光とに二分し、測定光と参照光の周波数が互いに異なる周波数となるように測定光と参照光とのうち少なくとも一方の光の周波数を遷移させ、測定光を、被測定体の、上記圧迫体により圧迫された部分よりも先端側の部分に照射し、参照光と、被測定体を透過した測定光とを重畳させ、重畳された光を受光することにより測定光と参照光との干渉に起因する信号を得る光ヘテロダイン検出器と、光ヘテロダイン検出器により得られた信号に基づいて、被測定体内部の情報を求める演算部とを備えたことを特徴とする。

【0007】 本発明の光計測装置は、柱状の被測定体(例えば指)を圧迫する圧迫体を備え、その圧迫体により圧迫された部分よりも先端側の部分に測定光を照射して光計測を行なうものであるため、光計測を行なっている間は血液やその他の体液の流れが停止し、したがってドブラ効果による周波数遷移を受けずに光計測を行なうことができる。

【0008】 ここで、上記本発明の光計測装置において、上記圧迫体により圧迫された被測定体、もしくは、その被測定体に照射する測定光を、相対的に回転させる

3

回動機構を備え、上記演算部が回動機構により回動される間に得られた信号に基づいて、被測定体内部のCT画像を求めるものであることが好ましい。

【0009】光CT画像を得ることにより被測定体内部の断層像が得られる。また、上記本発明の光計測装置において、圧迫体により、被測定体を圧迫する圧力を検出する圧力センサを備えることが好ましい。血液やその他の体液の循環を停止させるのに十分であって、かつ圧迫しすぎないように圧力を調整するためである。

【0010】また、上記本発明の光計測装置において、上記圧迫体により圧迫された被測定体の温度を検出する温度センサを備えることも好ましい。in vivo系の光計測を行なうに当り、被測定体（例えば指）が実際に活動している状態と同じ状態での光計測を行なうことが好ましく、このためには通常の状態よりも大幅に温度が低下した状態で光計測を行なうのは好ましくない。血液等の循環を停止した後、温度が下がる以前に光計測を行なうためである。測定条件を維持・制御するために、温度センサにより測定された温度に応じて圧迫体による圧迫の圧力を調整するフィードバック機構を設けてもよい。

【0011】また、本発明の光計測装置において、光ヘテロダイン検出器は、514、5nm以上かつ1、319μm以下の波長の光を用いて前記信号を得る検出器であることが好ましい。514、5nm未満の波長の光、あるいは1、319μmを超える波長の光では、減衰が激し過ぎて十分なS/Nの光計測を行なうことができないからである。514、5nmや1、319μmのように中途半端な波長で範囲を規定しているのは、入手できる光源の波長が限られているからである。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について説明する。ここでは、人体の指を被測定体とする実施形態について説明する。図1は、本発明の光計測装置の一実施形態における、測定対象の指を固定する機構を含む測定ヘッドの概略構成図である。

【0013】この測定ヘッド10には、指を固定する固定部20と、固定部20に固定された指に、前段側の光学系（後述する）から導かれた測定光を照射し指を透過した測定光を後段側の光学系（後述する）に導く測定部30とが備えられている。固定部20の中央には、開口21が形成されており、その開口21に指100が挿入され、その開口21に指100が挿入されると圧迫部材22により指100が圧迫される構造となっている。

【0014】測定部30は、固定部20に対し、開口21に挿入された指100の先端側に位置しており、この測定部30には前段側の光学系から延びる複数本（ここでは代表的に3本のみ図示）の、偏波面保存光ファイバ41の先端部41aが配置されている。以下特に断らない限り、光ファイバは全て偏波面保存光ファイバであ

(3)

特開平10-260131

4

る。この光ファイバ41の先端からは前段側の光学系から導かれた測定光が出射し、その測定光が指100の、圧迫された部分よりも先端側の部分に照射される。また、この測定部30には、光ファイバ41と対向する位置に複数本（ここでは代表的に3本のみ図示）の光ファイバ42の先端部42aが配置されており、指100を透過した測定光は、光ファイバ42に入射し、光ファイバ42により後段側の光学系に導かれる。

【0015】光ファイバ41の先端部41a及び光ファイバ42の先端部42aは、矢印A方向に回動自在なリング状の回動部31に固定されている。回動部31がある1つの回動位置にある時に複数本ずつの光ファイバ41、42を経由する測定光により一回の測定が行なわれ、その測定が終了すると回動部31が所定の角度だけ回動し、その状態で次の測定を行なうというように、回動と測定が交互に行なわれ、これによりCT画像形成用のデータが収集される。尚、回動と測定とを同時に連続的に行なってもよい。

【0016】図2は、測定ヘッドのもう一つの例を示す概略構成図である。この図2は、図1とは反対側である、指の先端側から見た図である。指のつけ根の部分は、図1と同様にして圧迫されている。その圧迫部22（図1参照）は、矢印B方向に指を回動させる回動部23に固定されている。この測定ヘッド10の測定部30に延びる光ファイバは、前段側の光学系からの測定光20を測定ヘッド10に導く光ファイバ41と、指100を透過した測定光を後段側の光学系に導く光ファイバ42との各一本ずつであり、各光ファイバ41、42の先端部41a、42aは、各走査部32、33に固定されている。

【0017】各走査部32、33は固定した各光ファイバ41、42の先端を常に対向した状態を保ちながら各先端部41a、42aを矢印C方向に移動させ、これにより指100が図2の上下方向に測定光で走査される。測定にあたっては、回動部23がある1つの回動位置にあるときに操作部32、33矢印C方向に移動し、それに伴い測定光により指100が矢印C方向に走査され、次いで回動部23により指が所定の角度だけ回動し、走査部32、33が矢印C方向に移動して測定光により指100が走査され、これを繰り返すことによりCT画像形成用のデータが収集される。

【0018】ここでは、指100のつけ根を圧迫することにより、指を流れる血液やその他の体液の流れを一時的に停止させ、その状態で、指100の、圧迫された部分よりも先端側の部分について測定を行なうため、測定光がドップラ効果による周波数遷移を受けることから免れ、高精度の光計測が可能となる。以下、指の圧迫機構について説明する。

【0019】図3は、指の圧迫機構の第1例を示す図である。ここには、リング状のバルーン221が備えられ

(4)

特開平10-260131

5

ており、中央の開口220に指が挿入され、コンピュータ223により制御されるエアポンプ222によりそのバルーン221に空気が送り込まれバルーン221が膨らんで指を圧迫する。バルーン221には、圧力センサ224が固定されている。圧力センサ224はバルーン221による指の圧迫圧力を検出するものであり、この圧力センサ224により検出された圧力はコンピュータ223に通知され、バルーン221による指の圧迫圧力が、血液やその他の体液の流れを停止させるのに十分であって、かつ指を圧迫しすぎない圧力に調整される。

【0020】また、バルーン221には温度センサ225も固定されており、この温度センサ225では指の温度が検出されてコンピュータ223に通知される。測定に当たっては指の先端部の血液等の流れが停止されるが、流れを停止したままにしておく指が実際に活動している時の状態とは異なってしまう恐れがある。そこで、指の温度を測定し、指の温度が下がる前に測定を行ない、測定に手間どってしまったときは一旦圧迫を解除し再測定を促す等の処置がとられる。もしくは、最適な測定条件が維持されるように、温度センサ225で検出された指の温度に応じてバルーン221による指の圧迫圧力を調整してもよい。

【0021】図4は、指の圧迫機構の第2例を示す図である。中央の開口220に挿入された指を上下から挟むようにリングが二分割された形状の圧迫部材226a、226bが備えられており、これらの圧迫部材226a、226bは、指が開口220に挿入されると、コンピュータ223により制御された各シリンダ227a、227bにより指を圧迫するように移動される。

【0022】シリンダ226a、226bにはそれぞれ圧力センサ224、温度センサ225が固定されている。図5は、指の圧迫機構の第3例を示す図である。ここには一端228aが固定され中央にリング228bが形成された帯状の圧迫部材228が備えられており、そのリング228bに指が挿入されると、その圧迫部材228の他端228cが、コンピュータ223により制御された牽引機229により図の左側に引かれ、指が圧迫部材228により圧迫される。この圧迫部材228には、2つの圧力センサ224と1つの温度センサ225が備えられている。

【0023】次に測定光学系の各例について説明する。図6は、測定光学系及び信号処理系の第1例を示す図である。ここでは、光ファイバを使用しない例について説明する。レーザ光源101から出射したレーザ光101aは、コリメータレンズ102によりコリメートされた後、ビームスプリッタ103により、測定光101bと参照光101cとに強度的に二分される。

【0024】ビームスプリッタ103から出射した測定光101bは、AOM（音響光学的光変調器）104により周波数遷移を受け、測定ヘッド10に配置された指

6

100を透過し、偏光ビームスプリッタ105により、後述する参照光と重畳され、光検出器であるPINフォトダイオード106に入射する。一方、ビームスプリッタ103により測定光101bと分かれた参照光101cは、ミラー107で反射した後、AOM108により、AOM104による測定光101bの周波数遷移量とは異なる周波数遷移量だけ周波数遷移が与えられ、1/2波長板109を通過し、ミラー110で反射し偏光ビームスプリッタ105で測定光と重畳されてPINフォトダイオード106に入射する。

【0025】ここで、レーザ光源101から出射したレーザ光101aは所定方向に偏光した偏光光であり、指100を透過した測定点101bのうち、指100内部で散乱されずに直進した直進透過光はその偏光状態を維持し、一方指100内で散乱された後に指100から出射した前方散乱光は偏波面が乱れている。そこで偏光ビームスプリッタ105は、指100から出射した測定光101bのうち直進透過光成分がPINフォトダイオード106に入射するように、測定光の光軸を中心とした回転角度が定められている。

【0026】また、1/2波長板109は、参照光101cの偏波面を回転させる性質を有しており、偏光ビームスプリッタ105で適度な強度の参照光が反射されて測定光に重畳されるように、光軸を中心とした回転角度が調整される。PINフォトダイオード106では、測定光101bと参照光101cとが干渉し、2つのAOM104、108による測定光101bと参照光101cの周波数遷移量どうしの差に相当する周波数成分を有する信号が得られる。PINフォトダイオード106で得られた信号は、プリアンプ111を経由し、バンドパスフィルタ112によりその周波数成分のみが抽出され、ログアンプ113で対数圧縮され、さらに整流器114で整流され、ローパスフィルタ115により包絡線が求められ、A-Dコンバータ116によりデジタルデータに変換されて、コンピュータ117に入力される。

【0027】前述したように、指100は、測定光101bに対し相対的に矢印C方向に走査され、かつ1回の走査が終わる毎に、所定角度ずつ矢印B方向に回転され、その間以上のような測定が繰り返され、コンピュータ117にデータが蓄積される。コンピュータ117では、それらのデータに基づいて、後に例を示すような、指100の断面を表わす光CT画像が生成される。CT画像を生成する演算アルゴリズムは既に広く知られており、ここではその演算アルゴリズムの説明は省略する。

【0028】図7は、測定光学系および信号処理系の第2例を示す図である。レーザ光源101から出射したレーザ光101aは、レンズ102を経由して偏波面保存光ファイバ301に入射する。光ファイバ301に入射したレーザ光は、ファイバカプラ302により、光ファイバ303内を進む測定光と光ファイバ304内を進む

(5)

特開平10-260131

8

参照光とに二分される。光ファイバ303内を進む測定光は、AOM104により周波数遷移を受け、さらに測定ヘッド10に導かれて光ファイバ303から出射し、レンズ305を介して指100に照射される。指100を透過した測定光はレンズ306を経由して光ファイバ307に入射し、ファイバケーブル308に至る。

【0029】一方、光ファイバ304内を進む参照光は、AOM108により、AOM104による測定光の周波数遷移量とは異なる周波数遷移量だけ周波数遷移を受け、偏光子310および1/2波長板109を経由してファイバケーブル308に至る。偏光子310および1/2波長板109は、それら双方合わせて、参照光の光量調整および偏波面の調整を行なう目的のものである。ファイバケーブル308では、測定光と参照光との双方が光ファイバ309に入射しPINフォトダイオード106に入射する。

【0030】以下の信号処理は、図6に示す第1例と同様であり、説明は省略する。図8は、図6ないし図7に示す測定光学系で用いるレーザ光の波長 λ (nm) に対する、そのレーザ光の、指内での減衰率 (dB) を示す図、図9は、レーザ光波長 λ (nm) に対する、指の透過光のコントラストを示す図である。514.5 nm未満では、コントラストは良好だが、減衰率が大きすぎてS/Nの良好な信号が得られず、1319 nm (1.319 μ m) を超えると、やはりコントラストは上昇するもの減衰率が大きすぎてS/Nの良好な信号が得られない。514.5 nm以上、1.319 μ m以下の領域では715 nm付近でコントラストが低下するものの、減衰が小さいため、充分なS/Nの信号が得られる。

【0031】図10は、指の光CT画像の一例を示す図である。上述のように、指を圧迫することで、指の血液やその他の体液の循環を停止させ、その状態で、光ヘテロダイン法による測定を行なうことにより、このような光CT画像を得ることができる。尚、上記実施形態では人体の手の指の光CT画像を得る例について説明したが、本発明においては、光CT画像を得ることは必ずしも必要ではなく、指の、ある一次元方向の透過率分布を求める場合にも適用可能である。また、本発明は指を被測定体とする場合に限られるものではなく、例えば腕や足を被測定体する場合にも適用可能である。また、指を測定する場合であっても、腕全体を圧迫して血流等を一次停止させて指に測定光を照射してもよい。

【0032】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、光ヘテロダイン法を用いて、in vivo系について良好なS/Nの光計測を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の光計測装置の一実施形態における、測定対象の指を固定する機構を含む測定ヘッドの概略構成図である。

【図2】測定ヘッドのもう一つの例を示す概略構成図である。

【図3】指の圧迫機構の第1例を示す図である。

【図4】指の圧迫機構の第2例を示す図である。

【図5】指の圧迫機構の第3例を示す図である。

【図6】測定光学系および信号処理系の第1例を示す図である。

【図7】測定光学系および信号処理系の第2例を示す図である。

【図8】レーザ光の波長 λ (nm) に対する、そのレーザ光の、指の内部での減衰率 (dB) を示す図である。

【図9】レーザ光波長 λ (nm) に対する、指の透過光のコントラストを示す図である。

【図10】指の光CT画像の一例を示す図である。

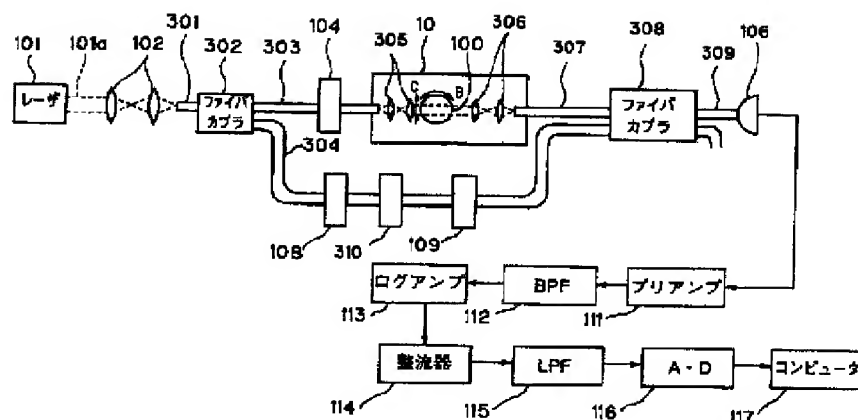
【符号の説明】

10 測定ヘッド
20 固定部
21 開口
22 圧迫部材
23 回動部
30 測定部
31 回動部
32, 33 走査部
41, 42 光ファイバ
41a, 42a 先端部
100 指
101 レーザ光源
101a レーザ光
102 コリメータレンズ
103 ビームスプリッタ
104, 108 AOM
105 偏光ビームスプリッタ
106 PINフォトダイオード
107, 110 ミラー
109 1/2波長板
111 プリアンプ
112 バンドパスフィルタ
113 ログアンプ
114 整流器
115 ローパスフィルタ
116 A-Dコンバータ
117 コンピュータ
220 開口
221 バルーン
222 エアポンプ
223 コンピュータ
224 圧力センサ
225 温度センサ
226a, 226b 圧迫部材
227a, 227b シリンダ

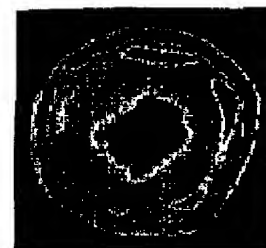
(7)

特開平10-260131

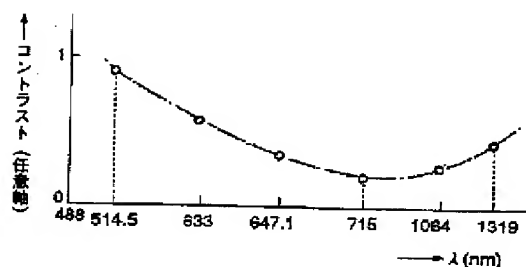
【図7】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 武田 元博
 山形県山形市松栄2丁目2番1号 株式会社
 社生体光情報研究所内

(72)発明者 稲場 文男
 仙台市太白区八木山香澄町35-1 東北工
 業大学内